# PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number:

2001-292995

(43)Date of publication of application: 23.10.2001

(51)Int.CI.

A61B 8/00

G06T 1/00

(21)Application number : 2000-114920

(71)Applicant: GE YOKOGAWA MEDICAL

SYSTEMS LTD

(22)Date of filing:

17.04.2000

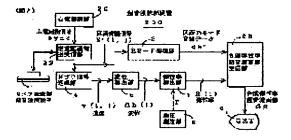
(72)Inventor: RI TAHO

# (54) IMAGE FORMING METHOD, IMAGE FORMING DEVICE, AND ULTRASONIC DIAGNOSTIC EQUIPMENT

### (57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To recognize the elastic module of a part in a subject and to observe a state of the inside of the subject in details.

SOLUTION: The ultrasonic diagnostic equipment 200 is provided with a linear scanning-type ultrasonic probe 1 for dividing a desired scanning range into a plurality of scanning sections and scanning the inside of a subject for each scanning section by ultrasonic waves in accordance with an electrocardiogram synchronizing signal sync, a scanning section transmission/reception part 22, an elastic module calculation part 7 for calculating the elastic module E(i) of the part on the basis of a change in blood pressure P and the displacement  $\Delta h(i)$  of a part, a synthetic elastic module ultrasonic image forming part 28 for forming a section elastic module ultrasonic image formed of picture elements having luminance determined by the elastic module E(i) and forming a synthetic elastic module ultrasonic image G2 synthesized by matching each



section elastic module ultrasonic image to a position of the scanning section, and a CRT 9. Therefore, the distribution state of elastic module can be recognized at a glance, and high quality of an ultrasonic image can be improved.

## **LEGAL STATUS**

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

BEST AVAILABLE COPY

(18) 日本四条群庁 (1 P)

€ 公赉 盐 網棒 **₩** 83

**特期2001-292995** (11)特許出願公開番号

(P2001 - 292995A)

(43)公開日 平成13年10月23日(2001,10.23)	チ-72-ド( <b>参考</b> ) 4 C 3 O 1 2 9 O D 5 B O 5 7	
(43)公開日	8/00/1	
	F1 A61B G06T	
	<b>就</b> 別配号 290	
	8/00 1/00	
	(51) IntCl.' A 6 1 B G 0 6 T	

(全10月) 審査研状 末頭状 開水項の数9 〇L

(21)出版都每	体配2000-114920(P2000-114920)	(71) 出國人	(71)出國人 000121936
(22) <b>HIXI</b> B	平成12年4月17日(2000.4.17)		ジーイー機両メディカルシステム株式会社東京都日野市地が丘4丁目7番地の127
		(72)発明者 本大山	4 大排
			東京都日野市旭ケ丘4丁目7番地の127
			ジーイー復阿メディカルシステム株式会社
			£
		(74) 代理人 100095511	100095511
			弁理士 有近 静志郎
		Fターム(物	ドターム(参考) 4C301 CC02 DOO4 DD09 DD11 EE11
			EE20 FF28 JB29 JB32 JC13
			KKZZ
			5B057 AA07 BA05 CA13 CB13 DA08
			DA17

# (54) 【発明の名称】 関像生成方法、関像生成装置および程音波診断装置

【瞑題】 被検体内のある部分の弾性率を認識できるよ うにする。被骸体内の撥子を詳細に観察できるようにす 【解佚甲段】 超音放診断装置200は、所望走査範囲 各赴査区国について被核体内を組音波で迚査するリニア を複数の赴査区画に分割し心電同期信号syncに合わせて **赴査型超音波探触子 1 および走査区画毎送受信部 2 2** 

と、血圧Pの変化およびある部分の変位△h(i)に慈 区回弾性率超音液画像を生成すると共に各区画弾性率超 音波画像を前記を空区画の位置に対応させて合成した如 き合成弾性率超音波画像G2を生成する合成弾性率超音 **かった数部分の姿在母臣(i)を貸出する容在母貸出**館 7 と、弾性邸臣 (i) により輝度を決めた画繋からなる 校回像生成部28と、CRT9とを異価する。

【効果】 学性率の分布状況を一目で認識できる。超音 坂回像を第国質化できる。 1

<u>=</u>

「請求項1】 被検体内のある部分に加わる圧力の変化

【請求項2】 請求項1に記載の画像生成方法におい 象を生成することを特徴とする画像生成方法。

【酵水項3】 請水項2に記載の画像生成方法におい 画像を生成することを特徴とする画像生成方法。

て、前記圧力の周期的変動に同期させて前記各走査区画

[請求項4] 所望走査範囲を複数の走査区画に分割 の走査を行うことを特徴とする画像生成方法。

および前配部分の変位に基ろいて数部分の弾性率を算出 する弾性卒算出手段と、前記弾性卒を対応する画素値に 反映させた弾性率画像を生成する弾性率画像生成手段と

て、前記区画弾性率超音波画像生成手段は、前配圧力の 周期的変動に同期させて前記各走査区画の走査を行うこ (静水項7] 静水項6に記載の画像生成装置におい とを特徴とする画像生成装置。 の少なくとも 1 つの画像生成装置とを具備したことを特

[発明の詳細な説明]

は、被検体内のある部分の弾性部を認識できる固像を生 象生成装置および組音故診断装置に関し、さらに詳しく

および前配部分の変位に基づいて数部分の弾性母を算出 し、その弾性率を対応する画獉値に反映させた弾性卓画

区画の位置に対応させて合成した如き合成弾性宰超音波 て、所望走査範囲を複数の走査区画に分割し、各走査区 回について被検体を組音波で走査して区画弾性率組音波 画像を生成し、それら区画弾性邸超音波画像を前記走査

**铅音液画像を生成し、それら区画超音波画像を前配走査** 区画の位置に対応させて合成した如き合成組音被画像を し、各声査区画について被検体を超音波で走査して区画 生成することを特徴とする画像生成方法。

[酵水項5] 被検体内のある部分に加わる圧力の変化 を具備したことを特徴とする画像生成装置。

成した如き合成弾性率超音波画像を生成する合成弾性率 **留音波画像生成手段とを具備したことを特徴とする画像** について被検体を超音液で走査して区画弾性容超音波画 像を生成する区画弾性率超音波画像生成手段と、各区画 **禅性率組音液画像を前記走査区画の位置に対応させて合** て、所望走査範囲を複数の走査区画に分割し各走査区画 【請求項6】 請求項5に記載の回復生成装置におい 生成装置。

音波画像を前記走査区画の位置に対応させて合成した如 (請求項8] 所望走査範囲を複数の走査区画に分割し 各定査区画について被検体を超音波で走査して区画超音 液画像を生成する区画超音液画像生成手段と、各区画超 き合成組音波画像を生成する合成組音波画像生成年段と を具備したことを特徴とする画像生成装置。

9

「請求項9] 超音波探触子と、請求項5から請求項8 徴とする超音液診断装置。

[発明の属する技術分野] 本発明は、画像生成方法、画

成し、また、被検体内の様子を詳細に観察できる画像を 生成する画像生成方法、画像生成装配および組音液診断 表職に関する。

特開2001-292995

ମ

[0002]

【従来の技術】初期の無症状性動脈硬化の診断技術とし て、超音波断層法で被検体内を撮影してBモード画像を 表示し、アテローマ (atheroma) の存在や大きさを鑑別 般に、動脈などの血管の内壁における脂質の沈積を意味 する。撮影対象の血管としては、動脈硬化の多発部位で あり且し英国質のBモード画像を得やすい預動脈が採用 する技術が知られている。なお、前記アテローマは、一 される場合が多い。

[0000]

題点がある。なお、前配弾性率は、アテローマが血管膣 一タとして有用である。また、上配従来の超音被断層法 することが難しい問題点がある。数値例を挙げれば、超 音波パルスの繰り返し周波数PRF(Pulse Repetition から刺離して血管を簡まらせる可能性を評価するパラメ の違いから健常者と初期の動脈硬化患者とを正確に判別 Frequency)を7~10MHzとした場合の1MT(類 **率を認識できる画像を生成する画像生成方法、画像生成** では、被検体内の様子を詳細に観察できず、頚動脈臨厚 なので、30才代の健然者の統計上の平均1MTである で、本発明の第1の目的は、被後体内のある部分の弾性 た、本発明の第2の目的は、被検体内の様子を詳細に観 動脈管壁の中内膜の厚み〉の砌定脚登は0.1mm程度 0.53mm程度と、初期の動脈硬化患者の統計上の平 均 I M T である 0.7 5 m m 程度とを区別し難い。 そこ 装配および組音液診断装置を提供することにある。ま 【発明が解決しようとする課題】上記従来の超 法では、血管壁やアテローマの弾性率を認識し 20 20

察できる画像を生成する画像生成方法、画像生成装置お 【脲題を解決するための年段】第1の観点では、本発明 の観点による画像生成方法では、前記弾性率画像の各画 **報の輝度や色を比較することで、被検体内のある部分の** ることを特徴とする画像生成方法を提供する。上記第二 は、被検体内のある部分に加わる圧力の変化おより 性率を対応する画券値に反映させた弾性率画像を 部分の変位に基づいて設部分の弾性略を算出し、 よび組音液診断装置を提供することにある。 [0004]

【0005】第2の観点では、本発明は、前記第1の観 点の画像生成方法において、所露史査範囲を複数の走査 区画に分割し、各走査区画について被検体を超音波で走 た如き合成弾性率超音波画像を生成することを特徴とす る画像生成方法を提供する。上記第2の観点による画像 査して区画弾性率超音波画像を生成し、それら区画弾性 **容超音波画像を前記走査区画の位置に対応させて合成し** 生成方法では、走査力向の音級数を増やして音級密度を 単性率の差を認識できるようになる。

7

20

ල

**社査区画の走査を行うことを特徴とする画像生成装置を 発供する。上記第7の観点による画像生成装置では、前** [0011] 第8の観点では、本発明は、所望走査範囲 ・複数の走査区画に分割し各走査区画について被検体を 昭音波で走査して区画超音波画像を生成する区画超音波 国像生成年段と、各区画超音波画像を前配走査区画の位 覧に対応させて合成した如き合成組音波画像を生成する 合成組音被画像生成手段とを具備したことを特徴とする 画像生成装置を提供する。上記第8の観点による画像生 **改装置では、前記第4の観点による画像生成方法を好適** 

**高めた場合でも、各地位区画についての地位に関する時** 国は北較的低へ 1 液む。 したがった、 被徴体力のもの部 分に動きがある場合でも、所留走位衛囲に対応する領域 の会体に直って、プレが小さく且つ高分解能の合成弾性 【0006】第3の観点では、本発明は、前配第2の観 **点の回像生成方法において、前配圧力の周期的変動に同** 柳させて前配各赴蛮区画の赴査を行うことを特徴とする

記第3の観点による画像生成方法を好適に実施できる。

€

帝国2001-292995

**号である。 j は、前配音線番号 i ごとの走査回数であ** 

要する。Wは、頚動脈管壁である。 a は、アテローマで 説明する。まず、前記リニア走査型組音波探触子1を被 繰り返し周波数 P R F = 1 2 k H z の超音液パルスを用 0mm~30mm幅で、例えば18mm幅)を36音線 で1000回走査する。1000回の走査には、3秒を ευτ, s (1, 1), s (2, 1), ..., s (3 貧体の体表に当て、頚動脈を走査する。例えば、パルス 0), …, S (36, 1000)を順に出力する。この 【0017】 前記ドブラ信号処理部4は、前記音線信号 v (2, 1000), …, v (36, 1000)を順に **記弾性學組音波画像G1を表示する動作について詳しく** いて、図2に示すように、所望の走査範囲R (一般に1 S(i,j)を処理して、頚動脈管監Wやアテローマα 6, 1), S (1, 2), S (2, 2), ..., S (3 6, 2), ..., S (1, 1000), S (2, 100 2), ..., v (36, 2), ..., v (1, 1000), ある。すると、前記送受信部2は、音線信号S (i, 1), ..., v (36, 1), v (1, 2), v (2, 場合、走査方向の音線密度は、2音線/mmである。 が動く滅腹 v (i, j) = v (1, 1), v (2,

> と、前記第5の観点から第8の観点の少なくとも1つの 画像生成装置とを具備したことを特徴とする超音板診断 接置を提供する。上記第9の観点による超音波診断装置 では、前配第1の観点による画像生成方法から前配第4 の観点による回像生成方法の少なくとも1つを好適に実 [0013] なお、前配ある部分に加わる圧力の変化お よび前配部分の変位は、直接に計測してもよいし、別の **計削パラメータから関接的に算出してもよい。一例を**萃 げれば、前配部分の変位は、該部分の速度と時間との積 により算出し得る。また、前配圧力の周期的変動との同

[0012] 第9の観点では、本発明は、超音波探触子

01

党方法では、被検体内のある部分が圧力の周期的変動に

画像生成方法を極供する。上記第3の観点による画像生

| 中超音波画像を生成することが出来る。

より動く場合でも、時相を揃えて各連査区画を赴査する ことが可能となり、合成弾性率超音波画像における各区 面弾性率組合液画像の接合部に段差が生じることを抑制 [0007] 第4の観点では、本発明は、所望走査範囲 を複数の赴査区画に分割し、各走査区画について被検体 を組守液で走査して区画組奇波画像を生成し、それら区 た如き合成組竒被回像を生成することを特徴とする画像 **法では、地査方向の音線数を増やして区画超音波画像の** 分解組を高めた場合でも、各地査区側についての走査に **脚する時間は比較的個くた姿む。したがった、被核体内** のある即分に動きがある場合でも、所望走査範囲に対応 する領域の会体に且った、プレが小さく且つ高分解結の 嵌資体内の様子を詳細に観察できるようになり、例えば

【0018】 前記変位算出部5は、音線番号;=1~3 6, 走査回数 1=1~999のそれぞれについて、変位 Δh (i) &,

 $\Delta h$  (i) = |v|(i, j) + v|(i, j+1)|/(2×PRF)

である。第5個城25は、前配変位△h(i)が小さい するため、図3に、破線で示すように、前配音級倡号S (i, j)の取得時刻は1における状態を想定し、実験 で示すように、前記音級信号S(i, j + 1)の取得時 (1)の特性を、図4に例示する。第1個域21は、前 第4領域24は、前記変位△h (i) がやや大きい領域 は、前記変位△h (i) がやや大きい領域である。第3 顔域23は、前記変位△h(i)が大きい領域である。 刻:2における状態を想定する。この場合の変位△h 記変位△h(ⅰ)が小さい領域である。第2領域22

[0019] 前記弾性率算出部7は、図5に示すよう e (i) =  $\Delta h$  (i) / | p 2 - p 1 |

[0016] 次に、上記組音液診断装置100により前

により算出する。変位△h(ⅰ)の特性の具体例を説明

により算出する。そして、各仮決定弾性率 e (i)の平 均値を弾性率圧 (i) として決定し、出力する。このよ シに、多数の仮決定弾性率 e (i)の平均値を採用する ことで、弾性率医(i)の算出精度を高めると共に、耐 に、前記取得時刻 t 1の血圧を p 1とし、前記取得時刻 t2の血圧p2とするとき、仮決定弾性率e(i)を、 2000年である。

**軍度を前記弾性母圧(i)に私ろいて決定して弾性母組** 苗波画像G1を生成し、CRT10~送る。例えば前記 る。よって、第3領域23の海性率が最も高く、次いで [0020] 前記弾性率組音被圓像生成部8は、前記B Fード苷級データ d b に基乙< Bモード画像の各画珠の 弾性容 (i) が大きいほど高輝度とする。 前記CRT 単性容超音波画像G1を例示する。背景は黒である。第 1 領域21 は暗い白で見え、第2領域22はやや明るい 白で見え、第3個燦23は明るい白で見え、第4倒嫁2 4 はやや明るい白で見え、第5 領域25 は暗い白で見え 第2領域22および第4領域24の弾性率が高く、第1 9 は、前記弾性卒組音液画像G1を投示する。図6に、 領域21および第5領域25の弾性率が低いこと<u>が判</u>

装置100によれば、弾性率超音波画像G1の各画葉の 輝度から、頚動脈管聾Wやアテローマαの弾性率の分布 [0021]以上の第1の実施形態にかかる超 状況を一目で認識できる。

図7は、本発明の第2の実施形態にかかる超音波診断装 置を示す構成図である。なお、前配第1の奥施形態にか 符号を付している。この超音故診断装置200は、リニ 信号S'(i,j)を出力する走査区回毎送受信部22 かる組合被診断装置 100と同じ構成要素には同じ参照 る心館同期部20と、被検体内の所留の走査範囲を複数 の走査区画に分割し前記心臨同期信号syncのタイミング に合わせて各赴査区画について超音液パルスを送伯しそ れに対応するエコーを受信することを反復して区画音級 b. を生成するBモード処理部3と、ドプラ倡号処理部 4と、変位算出部5と、血圧測定部6と、被検体内のあ 前記弾性率E(i)により区画Bモード画像の輝度を決 ア走査型超音液探触子1と、心電同期信号syncを出力す と、前記走査区画に対応する区画Bモード音線データd る部分の単性容臣(1)を算出する弾性容算出部7と、 かた画素からなる区画弾性率組合被画像 (図9のG2 [0022] - 第2の実施形態ー 33

超音波画像生成部28上、前配合成弹性率超音波画像G 2, r 3 は、所望の走査範囲Rを3層に分割したときの 1区画である。前記走査区画 11, r2, r3は、それ ぞれ、例えば6mm幅である。まず、図8の(a)に示 て、前記走査区画11を規定走査回数だけ走査する。次 図8の(b)に示すように、前記心亀同期信号sync のタイミングに合わせて、前配色査区画 r 2を規定を査 [0023] 図8は、前配リニア走査型超音波探触子1 による走査原理を示す模式図である。 赴査区画 1.1, 1 すように、前記心電同期信号syncのタイミングに合わせ 1、G22,G23)を生成すると共にそれら区画型 2を投示するCRT9とを具備して構成されている。 た如き合成弾性率超音波画像G2を生成する合成 率超音波画像を前記走査区画の位置に対応させ・

回数だけ趙蛮する。女に、図8の(c)に示すように、

20

-4-

ç

20

生成乎段は、前配圧力の周期的変動に同期させて前配各

**点の画像生成装置において、前記区画弾性率超音波画像** 

[0010] 第7の観点では、本発明は、前記第6の観

画像生成方法を好適に実施できる。

生成する弾性率超音波画像生成部8と、前記弾性率超音 いる。なお、iは、超音散パルスおよびエコーの音線番

1対指われる。

回像生成装置を指供する。上記第5の観点による画像生

**BEST AVAILABLE** 

本発明をさらに詳しく説明する。 なお、これにより本発

[発明の異簡の形態] 以下、図に示す異簡の形態により

30

[0008] 第5の観点では、本発明は、被検体内のあ いて駁卸分の弾性率を算出する弾性率算出手段と、前記 単性母を対応する回案値に反映させた弾性母画像を生成 ナる弾性専画像生成年段とを具備したことを特徴とする **或装置では、前記第1の観点による画像生成方法を好適** [0009] 第6の観点では、本発明は、前記第5の観 区回に分割し各迚査区回について被検体を組苷液で迚査 して区画弾性単組音波画像を生成する区画弾性率組音波 回像生成年段と、各区國弾性率組音波画像を前記走査区 **画の位置に対応させて合成した如き合成弾性率組音故画** 

第常者と初期の動脈硬化患者とないっそう正確に判別す 合成組音被画像を生成することが出来る。これにより、

ることが可能となる。

る町分に加わる圧力の変化および前配部分の変位に基力

--例を挙げれば、血圧の周期的変動との同期は、心電同

明により行い得る。

期は、核圧力の変動を直接に検出して行ってもよいし、 別の検出パラメータを利用して間接的に行ってもよい。

生成方法を提供する。上記第4の観点による画像生成方

**画船音波画像を前記垂査区画の位置に対応させて合成し** 

リニア 赴査型超音放探触子 1 と、被検体内の所望の走査 前囲に超音波パルスを送信しそれに対応するエコーを受 送受信部2と、前配音線信号S(i, j)からBモード 音線データdbを生成するBモード処理部3と、被検体 るドプラ信号処理部4と、前配速度 v (i, i) に基ム ハて前配ある部分の変位△h(ⅰ)を算出する変位算出 **応部6と、前記ある部分の弾性毎E(i)を算出する弾** 

置を示す構成図である。この組音液診断装置100は、

**官することを反復して音線信号S (i, j)を出力する** 

内のある部分が動く速度~(1, 1)を算出して出力す

6

気の回像生成装置において、所留走査範囲を複数の走査

町5と、被検体の上腕部の血圧Pを連続測定する血圧測 住事算出部7と、前記弾性率E(ⅰ)によりBモード画 象の輝度を決めた画集からなる弾性率組音波画像 G 1 を **安画像G1を表示するCRT9とを具備して構成されて** 

象を生成する合成弾性率組备被画像生成手段とを具備し たことを幹徴とする画像生成装置を提供する。上記第6 の観点による画像生成装置では、前配第2の観点による

翌1は、本発明の第1の実施形態にかかる超音被診断装

[0015] -第1の実施形態-明が限定されるものではない。

(5) 特別2001-292995

**特別2001-292995** 

9

的記む職回期信号syncのタイミングに合わせて、仲記走致区面:3を反応危査回数だけ起棄する。 地套区面:1. r 2. r 3 ごとの地套時間は、前記地遊職国限の会体を一度に地査する場合の1/3で落む。例えば、パルス級の返し周級数PRF=12kHzの超音級パルスを用いて、12音級で100回走査するのに要する時間は、それぞれ、1秒ですむ。

(0024)図9は、加配合成準性中超音液固像C2の 即示図である。なお、機筋対象は、加配第1の実施形態 と同じとする。この合成準性単組音波画像C2は、前配 赴基区回 11に対応する区回線性學組音波画像C21 と、 加配地重区回 12に対応する区回等性學組音波回像 622と、 加配地重区回 13に対応する区回等性學組音波回像 数回像C23とを合成した対き回像である。前記地重縮 囲Rを一度に連査する場合に比べて、地登時間内で 近 1、 1、 13の建築時間が短いので、建築時間内で 延 500線性母留音波回像C21、C22、C23を 分解配化できる。また、各建重区回 11、12、13を 心種同期信号がいに合わせて地強するので、各区国導性 母配音波回像C21、C22、C23の接合部に段勢が 生じることを抑制できる。

[0025]以上の第2の実施形態にかかる超音被影響 装置200によれば、区間等年単組音波回線の21.G 22.G23を台成した印き高分解館の台政等在単組音 波図像G2を表示することが出来る。

8回答してお牧がようにかが日米【0028】 - 在30억組制部

図10は、本発明の第3の実施形態にかかる超音波診断 発展を示す構成図である。なお、前距第2の実施形態に かかる超音波診断発展200と同に構成型操に同じ参 所等争を付している。この超音波診断発展300氏、リ 二子地変型相音液深熱子1と、心境同期前20と、連査 区面体送受信部22と、区面音線信号。 (i, j) か ら建塩区面ごとの区面と下M音線データ 4 cを生成する FM面像(図11のG31, G32, G33)を生成し それら区面C下M電像を前認定弦区面の位置に対応させ て合成したがき合成CFM函像G3を生成するの位置に対応させ て合成したがき合成CFM函像G3を生成するの位置に対応させ で合成したがき合成CFM函像G3を生成する合成下 M国像生成師38と、前記を放区の位置に対応させ するCRT9とを具備して構成されている。

100271001111、都記の投入です。 100271001111、都記の成と下面優の3の例示 図である、なお、確認対象は、前記第1の與指形態と同 じとする。この合成CFM回像C311、前記地位区回下 1に対応する区回CFM回像C312、前記地位区回下 2に対応する区回CFM回像C322、前記地位区回下 3に対応する区回CFM回像C322、前記地位区回下 3に対応する区回CFM回像C3322、前記地位区回 第1に対応する区回CFM回像C3322。 第1面線21は前記)二ア地位四倍を設保 平1に促進で近く(図3) 図4を限)にとから降い形 で見え、第2面体22は前記)二ア地位四倍を接接 で見え、第2面体22は前記)二ア地位四倍を接接

3 領域2 3 は前配リニア建査型超音波探触子1 に高遠で **近がくことから明るい赤で見え、祭4飯板24は前記り =ア 走査型組を被除性 1 にやや施扱で近づくことから** 故探触子1に低速で近づくことから暗い赤で見える。ま で、血流領域が黒く見える(直交しない場合には、血流 やや明るい赤で見え、第5倒城25はリニア走査型組音 速度に応じた輝度で着色される)。 よって、第3億枚2 領域24の弾性率が高く、第1領域21および第5領域 3の走査時間が短いので、走査時間内での頚動脈管壁W た、各走査区画r 1,r 2,r 3を心電同期信号syncia 合わせて赴査するので、各区国CFM画像G31,G3 3の弾性率が敷も高く、吹いで第2個域22および第4 25の弾性率が低いことが判る。前記走査範囲Rを一度 に走査する場合に比べて、前記走査区画ェ1, r2, r なよびアアローマュのブレポッさくて浴み、区国CFM [0028] 以上の第3の実施形態にかかる超音被影節 G33を合成した如き高分解能の合成CFM画像G3を 衆示することが出来る。これにより、頚動脈管壁Wおよ びアテローマαが動く強度の微妙な違いを認識すること 2,G33の接合部に段整が生じることを抑制できる。 た、図2の例では血流方向と音線方向とが直交するの 画像G31, G32, G33を高分解館化できる。ま **装置300によれば、区圏CFM画像G31,G32,** が可能となり、弾性率の分布状況を推定できる。 9 20

[0029] - 何の戦権影響-

(1)上配新1の実施形態および第2の実施形態では、 単性単臣(i)によって輝度を変えたが、表示色を変えてもよい。 (2) 上記第2, 第3の実施形態では、 地産範囲R内を30 3つの地産区画 r 1, r 2, r 3に分割したが、2つの地産区 医に分割してもよい、 4以上の地産区画に分割してもよい。例えば、 18 mm 軍の走産範囲を、2 mm 幅の9層の地産区画に分割し、各地査区画をベルス後期り返し B級で発育ととを1000回行い、合成剤性準超音液画像できまたは合成とFM面像G3を生成してもよい。 また、 2 4 mm 軍の産産範囲を、6 mm 幅の4 層の建立区画に分割し、各地塩区画をベルスを用いてもよい。また、2 4 mm 軍の産産極間を、6 mm 幅の4 層の地質で高い分割し、各地塩区画をベルス繰り返し周波数PRF=12kHzの超音数ベルスを用いて12音級でのまますることを1000回行い、台級弾性率超音波画像のようかから100回行い、台級弾性率超音波画像

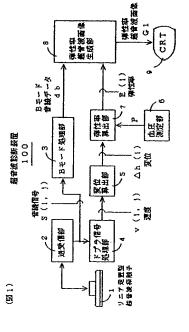
G 2または合成C F M 回像G 3 を生成してもよい。
(3) 上配第1~第3の契施形態では、リニア走査型留音被探触子1を用いたが、これ以外のタイプの超音被探触子(セクタ電子を査型超音被探触子(セクタ電子を査型組音被探触子、メカニカルセクタを査型超音被探触子、コンベクス走査型超音液探触子など)を用いてもよい。

[0000]

【発明の効果】本発明の面像生成方法、面像生成装置および租金数数
よび租金数数等数量によれば、被換体内のある部分に関し等性率により固業値を変えた準性率回後を生成するの

[図11] 合成CFM画像の倒示図である。 合成弹性容超音波画像生成部 リニア走査型超音波探触子 單性率超音波画像生成部 合成CFM画像生成部 走查区間每送受信部 ドプラ信号処理部 接間を示す構成図である。 Bモード処理部 超音液診断装置 超音故診断装置 組音液診斯装置 单性串算出部 CFM処理部 変位算出部 血圧微定部 い島回塾問 送受信即 CRT 【符号の説明】 300 200 100 38 2 2 8 2 33 20 [図2] リニア走査型超音波探触子を用いて頚動脈を走 【図8】図7の組音彼診断装置による走査原理を示す模 また、複数の走査区画についての区画超音波画像を前記 **走査区画の位置に対応させて合成した如き合成組音波画** 像を生成することで、超音波画像を髙画質化することが 【図1】本発明の第1の実施形態にかかる超音波診断装 [図4] 頚動脈管壁およびアテローマの変位を示す説明 【図7】本発明の第2の実施形態にかかる組音被診断装 [図10] 本発明の第3の実施形態にかかる超音波診断 で、弾性率の分布状況を一目で認識できるようになる。 [図3] 心柏による血圧の変化を示すグラフである。 [図5] 類動脈の位置ごとの変位の特性図である。 【図9】 合成弾性率超音液画像の例示図である。 【図6】 単性母組音液画像の例示図である 査する状態を示す説明図である 置を示す構成図である。 覧を示す構成図である。 [図画の簡単な説明] 共図である。 図である。

[🖾 1]



文位 (図4) Δh

21, 22, 2324, 25

14988

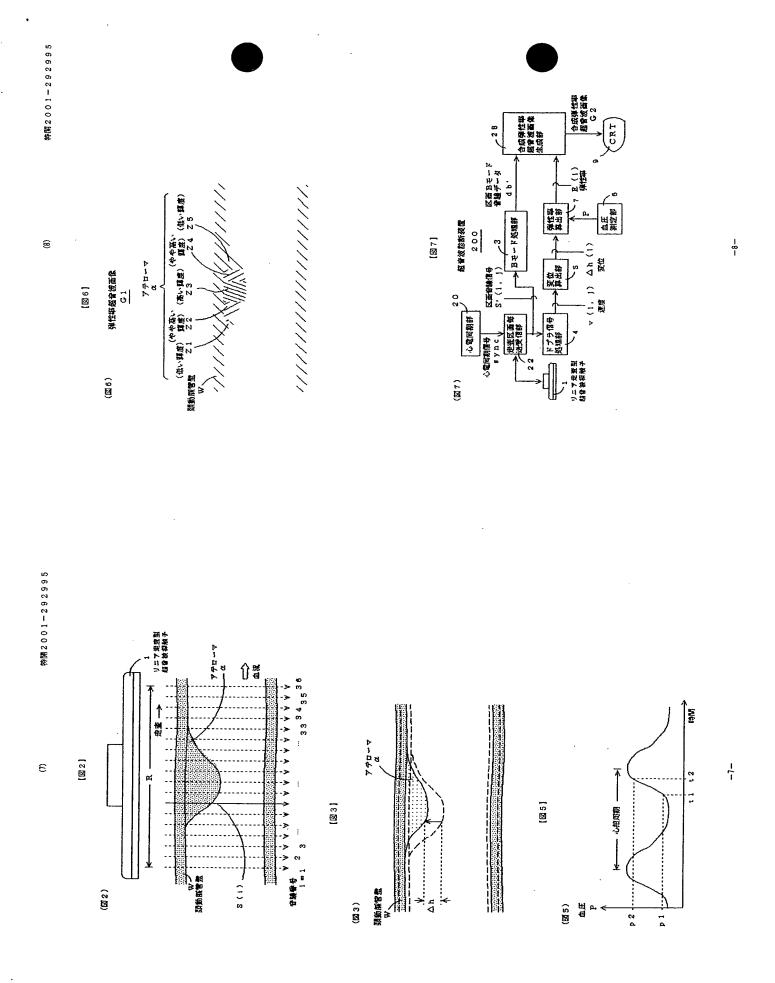
(⊠4)

9-

-5-

20

1 にかか種油がゴムへいっかのかか配めに歩か町火、箕



BEST AVAILABLE COPY

